

ZUR FRAGE DER ABLEITEMETHODE
BEI ELEKTRONEUROGRAPHISCHER
UNTERSUCHUNG

Wolfgang Kriegel

1978

Aus der Neurologischen Klinik der Universität München

Direktor Professor Dr. A. S c h r a d e r

"Zur Frage der Ableitemethode bei elektroneurographischer
Untersuchung"

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München
in der gesamten Medizin

vorgelegt von

Wolfgang K r i e g e l

aus

D a c h a u

Jahr

1978

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. A. Schrader

Mitberichterstatter:

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 7.12.1978



Inhaltsverzeichnis

I.	Einleitung	Seite 1
II.	Versuchsdurchführung	Seite 7
III.	Ergebnisse	Seite 10
IV.	Diskussion	Seite 24
V.	Zusammenfassung	Seite 31
VI.	Literaturverzeichnis	Seite 32



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41549025_0048

Einleitung

Die Elektroneurographie, Mitte des 19. Jahrhunderts von H e l m h o l t z und B a x t mit unzureichenden technischen Hilfsmitteln – sie konnten die Muskelaktion nur mechanisch und somit nicht genau registrieren – zum Nachweis der Endlichkeit menschlicher Nervenleitgeschwindigkeit durchgeführt, benötigte immerhin ein Jahrhundert, ehe sie Eingang in die klinische Routinediagnostik fand. Der Hauptgrund dafür war sicher die relativ späte Entwicklung einfach zu handhabender und dennoch präziser Meßgeräte. Als entscheidender Schritt ist die Einführung des Kathodenstrahloszillographen zur trägheits- und verzögerungsfreien Anzeige des Muskelaktionspotentials anzusehen. Zusatzschaltungen wie die Triggerung des Elektronenstrahls durch die Stimulationseinheit oder die integrierte Latenzmeßeinrichtung ergänzen ihn zum modernen, äußerst einfach zu bedienenden Elektroneurographen.

Als weitere Voraussetzung für die klinische Anwendung waren grundlegende Studien über die Spannweite normaler und pathologischer Nervenleitgeschwindigkeit, ihre pathophysiologischen Grundlagen und ihr Verhalten bei verschiedenen Krankheiten erforderlich. Sie wurden von der bedeutenden Arbeit von H o d e s et al. 1948 induziert und fanden in den Zusammenfassungen von H u d s o n 1963 und K a e s e r 1965 ihre klinisch verwertbaren Ergebnisse. Diese Autoren konnten pathologische Verringerungen der maximalen motorischen Nervenleitgeschwindigkeit (mot. NLG) bei zahlreichen neurologischen Erkrankungen feststellen. Darunter sind zu finden lokale mechanische Schädigungen des peripheren Nerven, z. B. das Karpaltunnelsyndrom, entzündliche

Polyneuropathien vom Typ Guillain-Barré, toxische Polyneuropathien wie durch das Diphtherie-Toxin ausgelöst, hereditär-degenerative Leiden, wie die neurale Muskelatrophie oder die metachromatische Leukodystrophie.

Als wesentlicher gemeinsamer pathophysiologischer Mechanismus, der zur Herabsetzung der Nervenleitgeschwindigkeit führt, erwies sich die Beeinträchtigung der Isolationsfunktion der bei diesen Erkrankungen stets befallenen Myelinscheide (K a e s e r 1965, 1972). Der hierdurch sinkende Membranwiderstand bewirkt einen Abfall des von einem erregten Ranvierschen Schnürring sich längs des Internodiums ausbreitenden elektrotonischen Potentials, das gemäß der Reizzeitspannungskurve den nächsten Schnürring später zur Schwelle depolarisiert. Das Resultat ist eine Leitungsverzögerung. Selbstverständlich läßt sich beim Vorliegen einer so allgemeinen Schädigung mit dem elektroneurographischen Untersuchungsergebnis keine Diagnose stellen. Es ist aber ein wichtiger Einzelbefund, der es erlaubt, Art und Lokalisation des Grundprozesses einzugrenzen. So lassen sich Myopathien von Neuropathien, lokale Nervenläsionen von generalisierten, Vorderhorn- und Vorderwurzelprozesse von Erkrankungen des peripheren Nerven unterscheiden, sowie der Schweregrad einer pathologischen Funktionseinbuße abschätzen.

Eine gründliche Erhebung des allgemeinneurologischen Status und speziell eine elektromyographische Untersuchung bei Willkürinnervation, die die ohnehin aussagekräftigeren Befunde liefert, sind daher unabdingbare Voraussetzungen für eine sinnvolle Interpretation des ENG-Ergebnisses. Sein besonderer Wert liegt in der Bereitstellung überprüfbarer numerischer Werte, während

die EMG-Interpretation doch sehr von der Erfahrung des Untersuchers abhängt.

M a v o r und L i b m a n konnten das in einem Ringversuch belegen, in dem sie dieselben Patienten in verschiedenen EMG-Labors untersuchen ließen, und dann weitgehend übereinstimmende ENG-Meßwerte, aber oft deutlich divergierende EMG-Beurteilungen erhielten.

So exakt der Wert der motorischen NLG ist, so begrenzt ist leider seine Übertragbarkeit auf die Klinik, bedingt durch die große inter- wie intraindividuelle Schwankungsbreite der normalen Leitgeschwindigkeit. Da der Normalwert eines Patienten vor Ausbruch seiner Krankheit in der Regel unbekannt ist, erlauben es die Werte der Normalpopulation von 40 - 60 m/sec. nicht zu entscheiden, ob eine bei der Erstuntersuchung gefundene motorische NLG von z. B. 42 m/sec genetisch determinierter individueller Normalwert dieses Patienten ist oder ob im Verlaufe der Krankheit möglicherweise schon eine Verlangsamung um 30 % von 60 m/sec auf 42 m/sec stattgefunden hat.

Außer der für die breite Streuung der Normalwerte verantwortlichen vererbten unterschiedlichen Ausbildung der Markscheiden, i.e. ihrer Dicke und der Abstände der Ranvierschen Schnürringe, beeinflussen die Temperatur der Extremität, an der die Messung vorgenommen wird, das Lebensalter sowie ein persönlicher Bio-rhythmus die LNG eines Individuums. C o r b a t , H o p f , H u d s o n , D o b b e l s t e i n und S t r u p p l e r berichten übereinstimmend von einer Abnahme der LNG um 2,4 m/sec pro 1 Grad Cel-

sus Hauttemperaturrückgang. H o p f , H u d s o n und M a y e r stellen fest, daß die NLG entsprechend der noch unvollständigen Myelinisierung bis zum 5. Lebensjahr vermindert ist, dann bis ins mittlere Lebensalter konstant bleibt und schließlich nach H o p f und W a g m a n vom 40., nach H u d s o n vom 60. Lebensjahr ab langsam, doch deutlich abnimmt.

Auch unter Ausschluß eines Einflusses dieser bekannten Faktoren konnten C o r b a t Schwankungen im individuellen Tagesprofil bis zu 10 m/sec und H o d e s Änderungen der Meßwerte nach zweiwöchentlichen Intervallen um bis zu 30 % beobachten, was auf eine individuelle Biorhythmik hinweist.

Zur eindeutigen Klassifizierung eines ENG-Befundes als pathologisch bedarf es folglich entweder einer signifikanten NLG-Verringerung gegenüber den Normalwerten unter Ausschluß von Temperatureinfluß oder altersbedingter Abnahme oder einer signifikanten Differenz im immer vorzunehmenden Seitenvergleich bzw. im Vergleich zu anderen peripheren Nerven (Beweis lokaler Schäden). Auch ein stetiger Rückgang der NLG über einen längeren Zeitraum, der bei manchen Polyneuropathien vorkommt, ist als pathologisch zu werten.

Angesichts dieser Schwierigkeiten, einen NLG-Meßwert klinisch einzuordnen einerseits und der oben begründeten Notwendigkeit, das ENG nur zusammen mit dem EMG durchzuführen andererseits, erhob sich natürlich die Frage, ob es nicht nur zweckmäßig, sondern auch legitim sei, EMG und ENG in einem Arbeitsgang zu verbinden

und zur Ableitung des Muskelantwortpotentials nach Nervenreizung die bereits im Muskel liegenden zu EMG-Untersuchungen erforderlichen bipolaren Nadel-elektroden (NE) anstatt der in den Anfängen der Elektroneurographie ausschließlich benutzten Oberflächen-elektroden (OE) zu verwenden.

Das könnte - rein theoretisch betrachtet - negative Konsequenzen haben: OE redistribuieren das Summenaktionspotential (SAP) des gesamten Muskels, daher auch immer die entscheidende früheste Antwort auf die Reizung der schnellsten Nervenfasern, während NE eine lokale Antwort des umgebenden Muskelgewebes abgreifen, das womöglich nicht von den schnellsten Fasern innerviert wird. Die Differenz der NLG von Fasern des gleichen peripheren Nerven beträgt aber immerhin bis zu 4 - 7 m/sec (H o p f).

Längere Zeit lagen keine auf gezielten Untersuchungen basierenden verbindlichen Äußerungen zu dieser Frage vor. Einige Autoren gaben an, keine oder vernachlässigbare Unterschiede zwischen beiden Ableitemethoden bemerkt zu haben und votierten mit unterschiedlichen Begründungen für eine davon. Erst V i s s e r 1964, T r o j a b o r g 1964 sowie N e u n d ö r f e r und A d l e r 1972 konnten bei vergleichenden Messungen an gesunden Versuchspersonen eine gute Korrelation der Meßwerte bei Fehlen einer signifikanten Differenz feststellen, zum Teil allerdings ohne ausreichenden statistischen Beweis.

Ziel dieser Arbeit soll es sein, unter gleichbleibenden Bedingungen der üblichen klinischen Routinediagnostik an neurologisch gesunden Versuchspersonen (Von)

die maximale motorische NLG des Nervus peroneus zu bestimmen und an Hand statistischer Testverfahren zu prüfen, ob sich abhängig von OE oder NE-Ableitung signifikante Unterschiede der motorischen NLG und distalen Latenzen (dL) ergeben oder ob beide Methoden als gleichwertig angesehen werden dürfen und sich vertreten können.

Der Nervus peroneus wird deshalb gewählt, weil er bei peripheren Neuropathien häufig frühzeitig betroffen ist, auf Grund einer exponierten Lage häufig verletzt wird, seine Untersuchung daher klinisch sehr oft erfolgen muß und seine Reizung sowie die Nadelinsertion in den von ihm innervierten Musculus extensor digitorum brevis einfacher und schmerzloser sind als z. B. am Nervus tibialis, der reichlicher sensible und vegetative Fasern enthält. Die isolierte Lage dieses Muskels verhindert außerdem die bei OE-Ableitung mögliche Störung durch eingestreute Potentiale benachbarter Muskel, wie seine Kleinheit die bei NE-Ableitung aus großen Muskeln vorkommende Aufsplitterung des Antwortpotentials durch mehrere räumlich verteilte Endplattenzonen vermeidet.

Versuchsdurchführung

Die Untersuchungen wurden vorgenommen an 35 männlichen und 5 weiblichen klinisch gesunden Vpn im Alter von 17 - 27 Jahren.

Sie fanden statt, aufgeteilt auf 15 Versuchstage, im selben Raum des EMG-Labors der Neurologischen Klinik Großhadern bei einer Raumtemperatur von 20 - 22 ° C. In der gleichen Sitzung wurde nacheinander zuerst mit NE, dann mit OE aus dem M. extensor digitorum brevis des linken Beines abgeleitet. Die Probanden befanden sich dabei in entspannter Rückenlage auf einer Liege.

Nach Anbringen der befeuchteten Erdungselektrode an der Wade des linken Beines wurde die Haut des Fußrückens sorgfältig gereinigt und mit Isopropylalkohol desinfiziert. Eine 4,2 cm lange und 0,65 mm dicke bipolare Nadelelektrode mit differenter Platinseele in indifferenter Stahlkanüle wurde möglichst genau in die Mitte des Muskelbauches unter Sichtkontrolle am Bildschirm des DISA-3-Kanal-Myographen inseriert. Anschließend wurde bei maximaler Willkürinnervation das Auftreten eines optimalen Interferenzmusters evtl. durch geringfügige Veränderung der Nadellage herbeigeführt, dann die Vpn aufgefordert, völlig zu entspannen. Der N. peroneus wurde daraufhin mit dem DISA-Multistimulator über eine bipolare Oberflächenelektrode bei distal liegender Kathode distal über dem Retinaculum extensorum, proximal direkt unterhalb des Fibulaköpfchens stimuliert. Zur Verringerung des Hautwiderstandes wurde die Elektrodenauflage aus Filz zuvor ange-

feuchtet und mit Elektrodenpaste bestrichen.

Die Reizung erfolgte mit Rechteckimpulsen von 0,2 bis 0,7 msec-Dauer, Frequenz 1/sec, und einer ansteigenden Spannung bis 50 V (Maximum des Gerätes). Da am Ende der Spannungszunahme auf 50 V keine Veränderung von Latenzzeit und Potentialform mehr wahrgenommen werden konnte, war die Reizung submaximal. Zur Ergebnissicherung wurde proximal wie distal ca. 3 X für kurze Zeit die maximale Reizstärke hergestellt.

Die Registrierung des Antwortpotentials erfolgte mit einem DISA-3-Kanalmyographen, dessen Latenzmeßeinrichtung und Triggerung durch den Stimulator es erlaubten, durch Verschieben einer Markierung im Bildschirm den Beginn des Muskelpotentials genau einzustellen und die Latenzzeit ohne Berücksichtigung der Ablenkgeschwindigkeit direkt abzulesen.

Durch Wahl der geeigneten Ablenkgeschwindigkeit des Kathodenstrahles, Änderung der Verstärkung und schließlich Variation der Reizzeit wurde die Erfassung der wirklich frühesten Abweichung von der Nulllinie als Wirkung der schnellsten Fasern angestrebt. Als hinreichend genaues Maß für die tatsächliche Nervenstrecke wurde der Abstand von proximaler und distaler Impression der Kathode gemessen; die NE wurden dann entfernt.

Nach erneuter Säuberung und Abtrocknung des Fußrückens wurden zwei OE, rechteckige silberne Plättchen von 5 x 12 mm Größe, versehen mit je einem Tropfen Elektrodenpaste, mit Klebeband auf der Haut

befestigt, die differente Elektrode über dem Muskelbauch, die indifferente über der Sehne in klassischer "belly-tendon" Position.

Anschließend wurden erneut Reizung und Latenzmessung wie oben beschrieben durchgeführt.

Die maximale motorische NLG wurde für beide Methoden nach der einfachen Formel

$$\text{mot. NLG} = \frac{d}{PL - DL}$$

berechnet.

d = Reizpunktabstand

pL = Proximale Latenz

dL = Distale Latenz

Vom gewonnenen Zahlenmaterial wurden die üblichen statistischen Größen (Mittelwert, Standardabweichung) berechnet. Außerdem wurden zur Klärung der Fragen: Ist ein beobachtbarer Unterschied der Mittelwerte systematisch oder zufallsbedingt? sowie: Verändern sich die mit OE und NE gemessenen Leitungsgeschwindigkeiten von Proband zu Proband in gleicher Weise, d. h. linear? als spezielle statistische Testverfahren der t-Test für verbundene Stichproben und die Korrelationsrechnung angewandt. Die Berechnungen wurden mit dem programmierbaren Taschencomputer Hewlett-Packard-HP-65 durchgeführt.

Ergebnisse

Von den insgesamt 40 Meßergebnissen gingen nur 27 in die endgültige Statistik ein, da bei den ersten Probanden durch ungenaue Versuchsdurchführung Reizartefakte nicht eliminiert worden waren und daher nicht immer die tatsächlich früheste Muskelantwort abgelesen wurde. 3 der 16 Vpn wurden nachuntersucht, die nachgemessenen Werte wurden berücksichtigt.

Die Ableitung mit OE ergab mot. NLG-Werte von 41,86 bis 61,22 m/sec bei einem Mittelwert (MW) von 50,56 m/sec und einer Standardabweichung (SD) von 4,66 m/sec und distale Latenzen (dL) von 3,0 bis 5,1 msec, MW 3,94 msec, SD 0,55 msec.

Mit NE wurden gemessen: mot. NLG 41,38 bis 58,05 m/sec, MW 50,19 m/sec, SD 4,28 m/sec, sowie dL von 3,4 bis 5,9 m/sec, MW 4,49 m/sec, SD 0,55 m/sec. Die mittlere Differenz von OE- und NE-Werten betrug bei den dL 0,55 msec.

Der geringfügige Unterschied zwischen den OE- und NE-Gruppen der mot. NLG-Werte erwies sich im t-Test für verbundene Stichproben, der durchgeführt werden durfte, weil die Verteilung der Werte nicht deutlich von der Normalverteilung nach G a u ß abweicht, und die Standardabweichungen sich nicht signifikant unterscheiden, als bei weitem nicht signifikant (errechnetes $t = 0,64$, Signifikanzschwelle für $t / N = 26 / = 1,315$ für $p = 0,2$).

Tabelle: Meßwerte

N = 27

mot. NLG in m/sec	OE	NE
Spannweite	41,86 - 61,22	41,38 - 58,05
Mittelwert	50,56	50,19
Standardabweichung	4,66	4,28
dL in msec.		
Spannweite	3,0 - 5,1	3,4 - 5,9
Mittelwert	3,94	4,45
Standardabweichung	0,55	0,55

Tabelle: Statistische Testwerte

$$N = 27$$

mot. NLG - Korrelationsrechnung

$$r = 0,78$$

Regressionsgeraden

$$X \text{ auf } v : v = 0,72 x + 13,79$$

$$v \text{ auf } x : x = 0,85 y + 7,9$$

Varianzanalyse (t - Test)

$$t = 0,64 \quad (\text{Grenze für } t = 0,2 \text{ bei} \\ 1,315; 26 \text{ Freiheitsgrade})$$

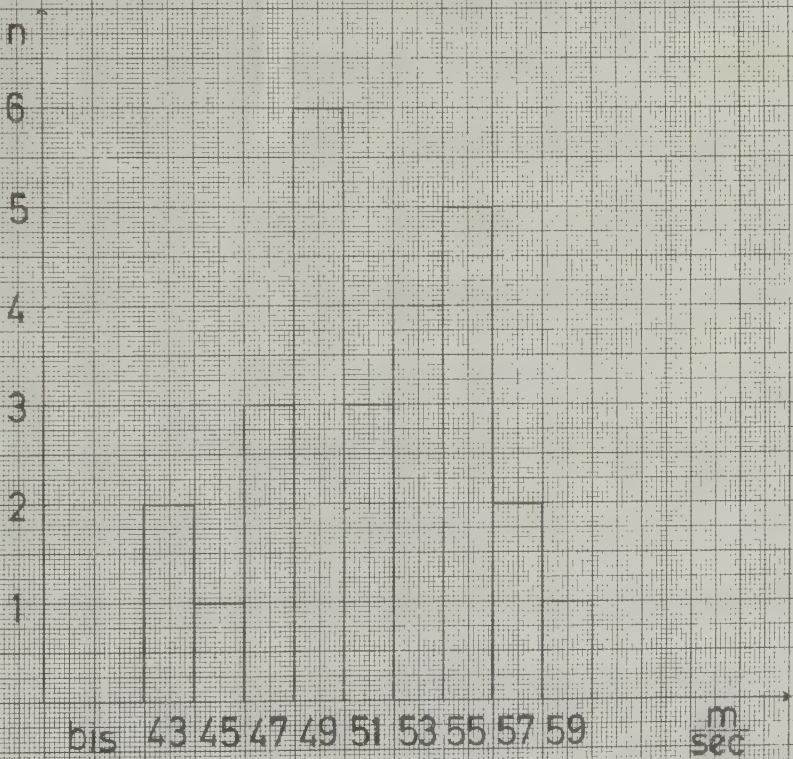
dL - Korrelationsrechnung

$$r = 0,75$$

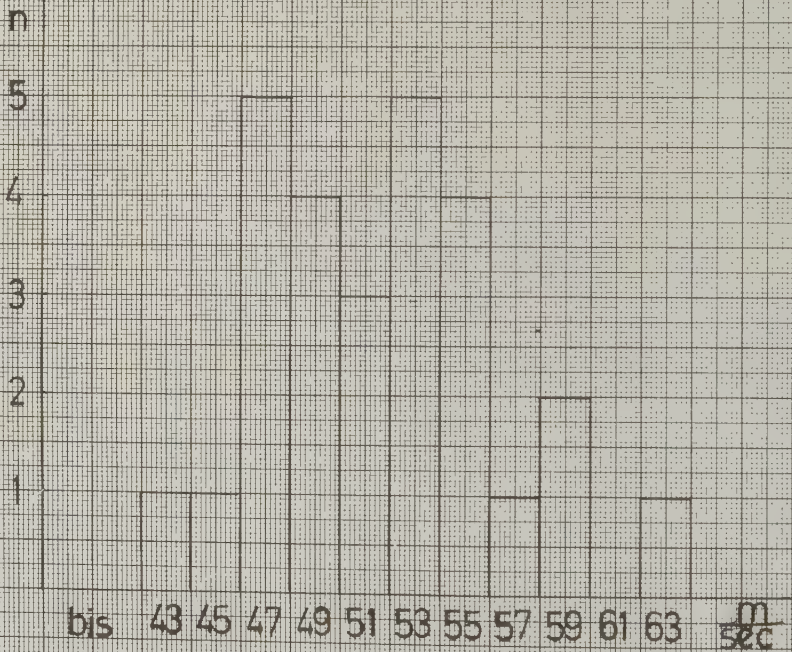
Varianzanalyse (t - Test)

$$t = 6,65 \quad (\text{Grenze für } p = 0,01 \\ \text{bei } 2,78; 26 \text{ Freiheits-} \\ \text{grade})$$

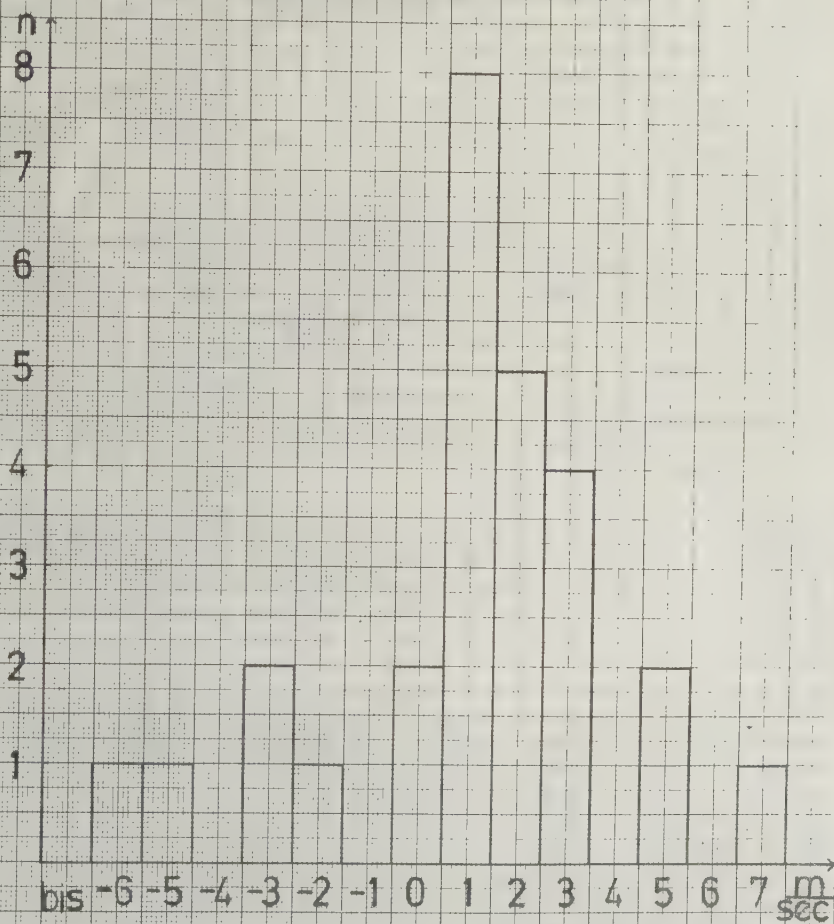
LG-Häufigkeitsverteilung NE-Meßwerte



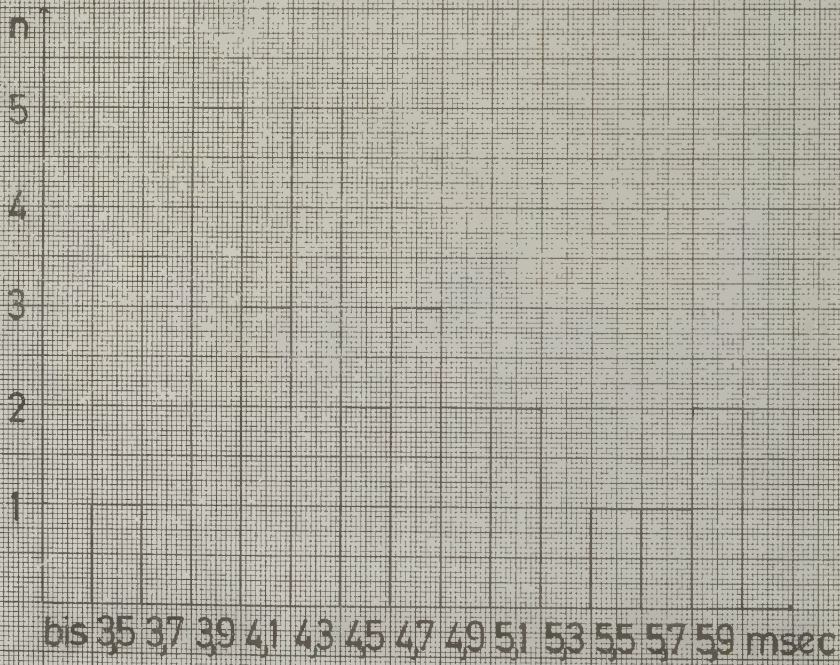
LG-Häufigkeitsverteilung OE-Meßwerte



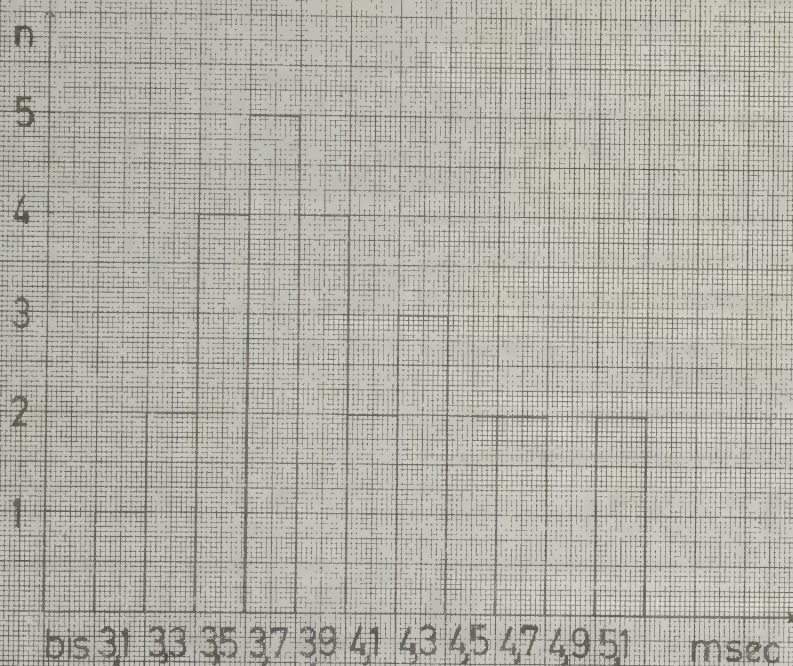
Häufigkeitsverteilung OE-NE-Differenzen LG



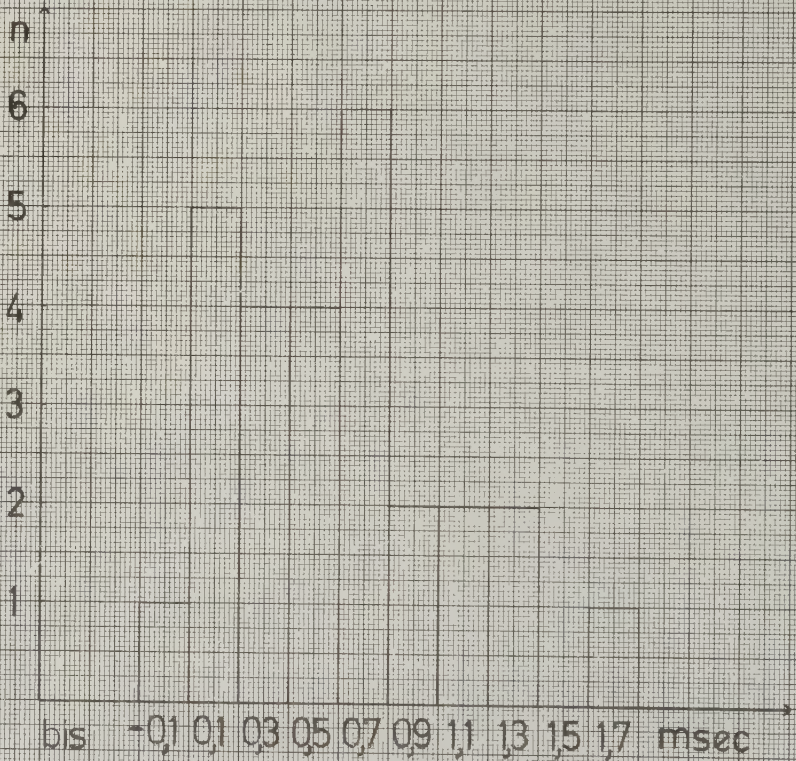
DL-Häufigkeitsverteilung NE-Meßwerte



DL-Häufigkeitsverteilung OE-Meßwerte



Häufigkeitsverteilung NE-OE-Differenzen DL



Der nach der Formel

$$r = \frac{S_{xy}}{S_x \cdot S_y}$$

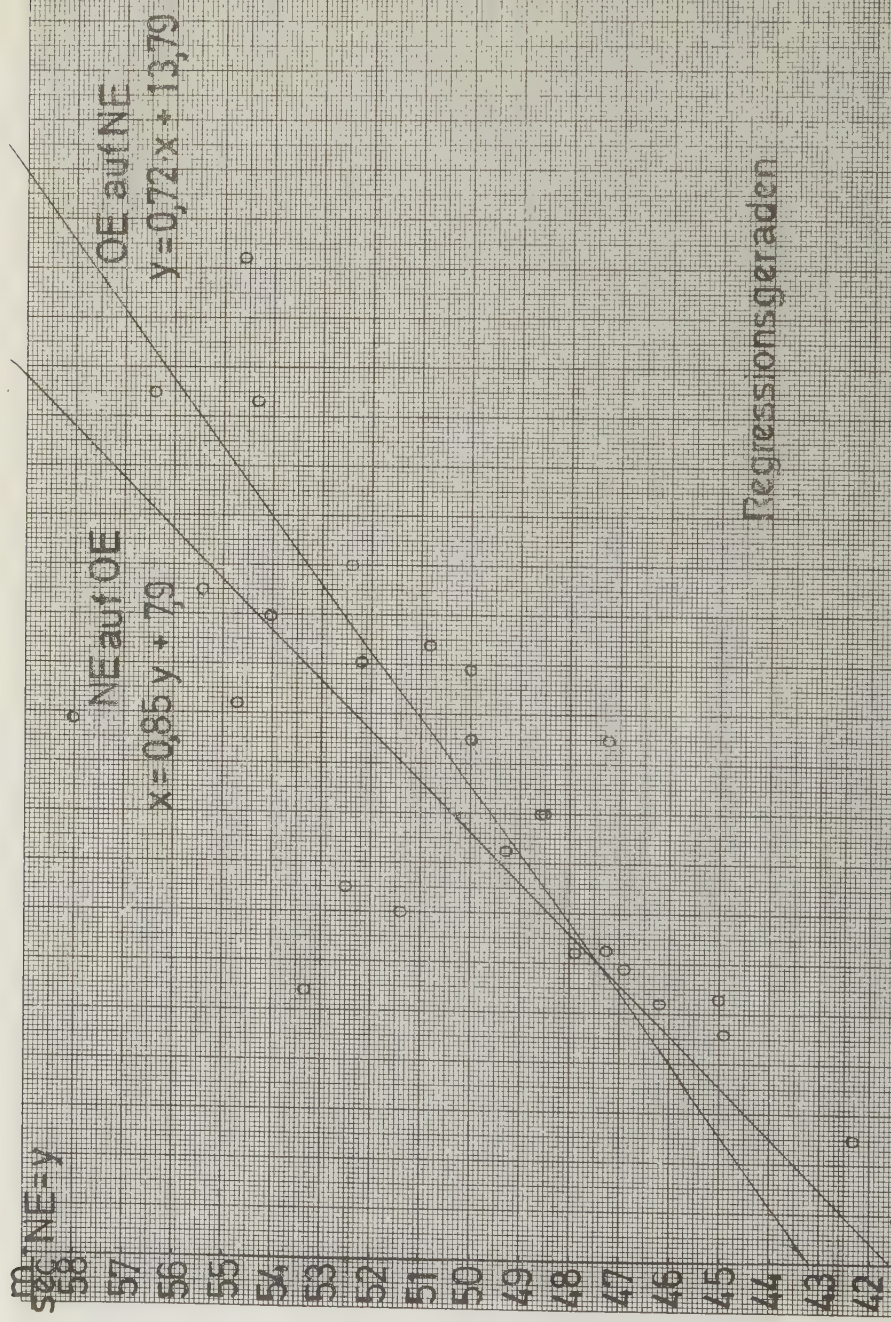
berechnete Korrelationskoeffizient zeigt eine deutlich lineare Abhängigkeit der NE- und OE-Werte voneinander, die sich anschaulich in dem sehr kleinen Winkel darstellt, den die Regressionsgeraden

x (OE) auf y (NE) : $y = 0,72 x + 13,79$
und y (NE) auf x (OE) : $x = 0,85 y + 7,9$

miteinander einschließen. Außerdem weichen sie nur sehr geringfügig von der bei linearer Übereinstimmung vorhandenen im 45° -Winkel ansteigenden Geraden ab. Die Differenzen der ersten 15 Wertepaare (OE - MW) $55,59 \pm 6,03$ m/sec
NE - MW $51,48 \pm 4,68$ m/sec) imponieren hingegen als beträchtlich, was der t - Test als signifikant auf dem 2,5 % - Fehlniveau erhärtet. (Errechnetes t 2,61, Grenze 2,53)

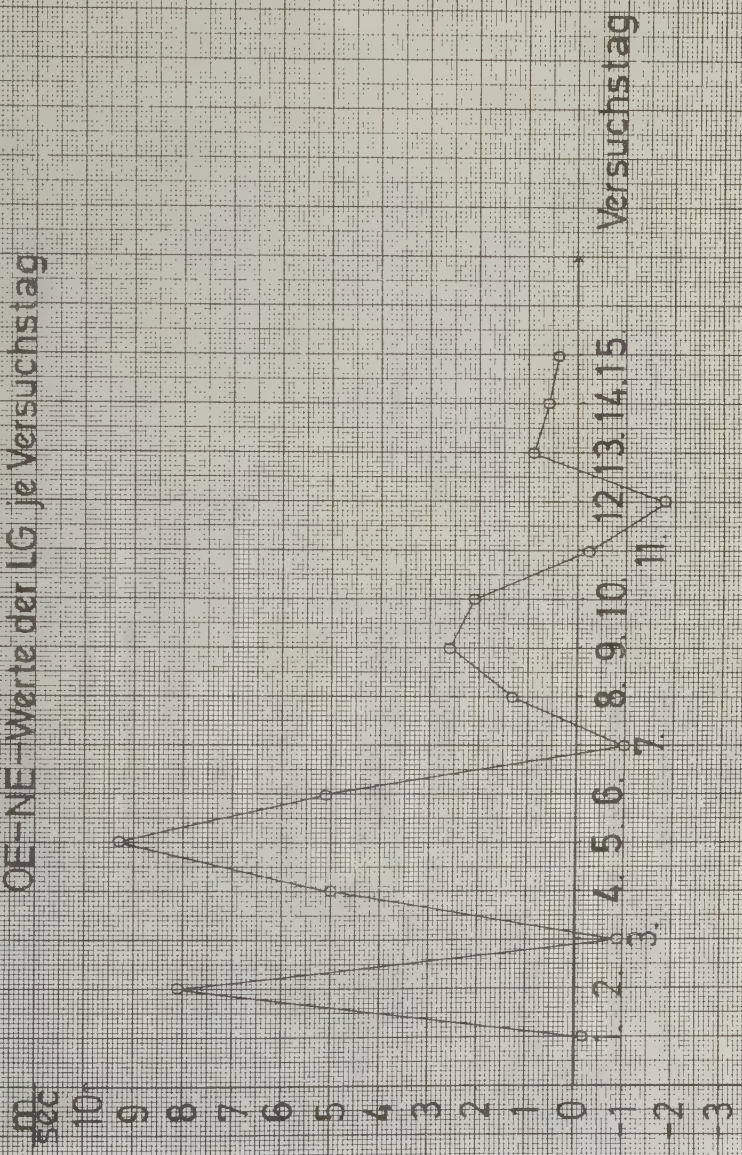
Den Entschluß, diese frühen Meßwerte zu verwerfen, rechtfertigen die Kurven mit den Größen OE - NE - Werte pro Vpn und Versuchstag und IOE - NEI-Werte je Vpn und Versuchstag. Sie lassen eine entscheidende Reduzierung dieser Größen vom 7. Versuchstag an erkennen und beweisen, daß durch die von da ab vorgenommene OE-Ableitung ein systematischer Fehler, eine durch Reizartefakt verlängerte dL, eliminiert worden ist.

Die mäßige weitere Abnahme spricht für eine Verringerung von Ablesefehlern durch Lerneffekt.

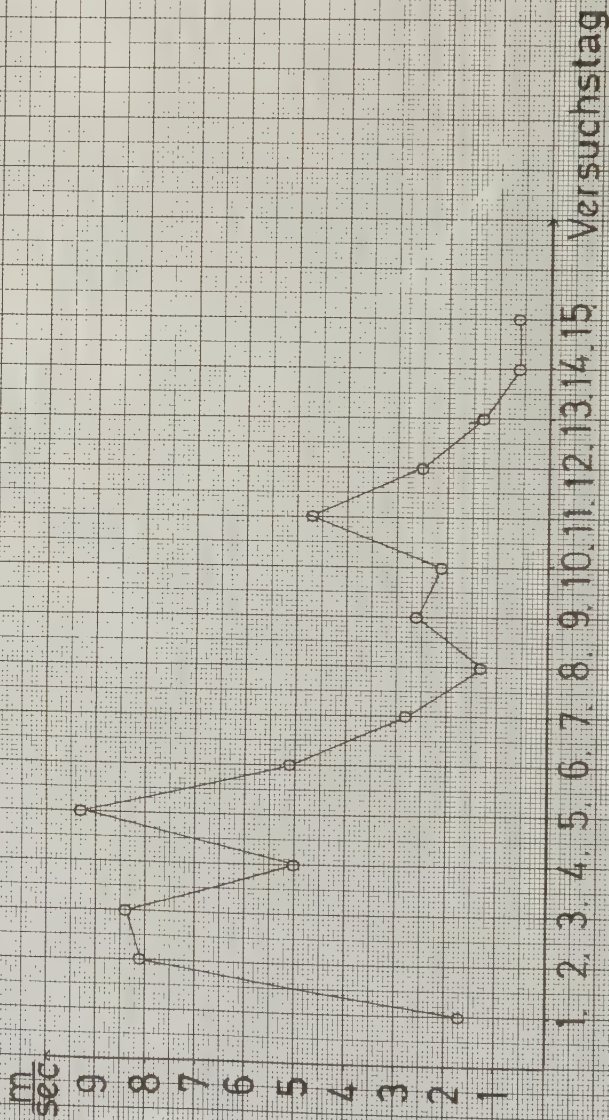


11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 49 50 51 52 53 54 55 56 57 58 59 60 61 62 63 64 65 66 67 68 69 70 71 72 73 74 75 76 77 78 79 80 81 82 83 84 85 86 87 88 89 90 91 92 93 94 95 96 97 98 99 100

Durchschnittliche Differenz
OE-NE-Werte der LG je Versuchstag



Durchschnittlicher Absolutwert
der LG - Differenzen IOE-NELje Versuchstag



Die mittlere Differenz der distalen Latenzen von 0,55 msec erweist sich im Gegensatz zu den mot. NLG im t - Test für verbundene Stichproben als hochsignifikant (p kleiner gleich 0,01, $t = 6,65$ bei der Grenze 2,78), bei einem hohen Korrelationskoeffizienten von 0,75, der eine gute lineare Abhängigkeit von OE und NE - Latenzen angibt.

IV

Diskussion

Die gemessenen motorischen Nervenleitgeschwindigkeiten des N. peroneus, ganz gleich ob durch Ableitung mit Oberflächen- oder Nadelelektroden gewonnen, fügen sich sehr gut in den von bisher veröffentlichten Werten gesetzten Rahmen, den angegebenen Mittelwerte von 45,8 m/sec (Gilliat 1961) bis 56 m/sec (Gamsstorp 1963) setzen, bestätigen insbesondere Messungen jüngerer Datums von Visser, Trojaborg und Kaeser. Visser gibt 1964 Mittelwerte von 48 m/sec (NE) bzw. 49 m/sec (OE) an, Trojaborg 1964 einen MW von 49,6 m/sec, Kaeser 1965 50,0 und 1972 51,0 m/sec (OE). Die Werte von Neundörfer (1972) liegen mit 47,44 m/sec (OE) und 47,24 m/sec (NE) etwas niedriger. Die im Vergleich zu den vorliegenden Absolutwerten (4,1 bis 7,1 msec (OE), 4,3 bis 7,2 (NE) nach Neundörfer) hier sehr niedrig ermittelten distalen Latenzen erklären sich aus dem offensichtlich geringeren Abstand: distaler Reizpunkt - Ableitelektrode. Bei diesen Vergleichsuntersuchungen spielt er keine Rolle und wurde deswegen nicht kontrolliert. In der klinischen Diagnostik hingegen ist er zu beachten, vor allem um Vergleiche anstellen zu können.

Die mit dem Material durchgeführten statistischen Tests beweisen den beobachteten geringen Unterschied zwischen den mit Oberflächen- und Nadelelektroden ermittelten motorischen Nervenleitgeschwindigkeiten als keineswegs signifikant, d. h. als im Rahmen dieser Stichproben zufallsbedingt. Daraus läßt sich die Be-

Bisher veröffentlichte Werte
der mot. NLG des N. peronaeus

Autoren	Jahr	Methode, (falls angegeben)	n	MW	s
Hodes	1948	OE	-	56,6	0,91
Magladery u. Mac Dougal	1950	-	8	55,0 (45-68)	-
Henrikson	1956	-	15	51,5 (45,6-56,3)	-
Thomas	1959	NE	30	49,7	7,1
Johnson u. Ohlsen	1960	-	172	50,1	7,2
Mulder	1961	-	146	50,2 (35-65)	-
Lawrence u. Locke	1961	-	53	47,1	0,92
Skillman	1961	-	-	49,3 (36-65)	5,7
Skorpil u. Kolman	1961	-	-	52,3	4,54

Autoren	Jahr	Methode, (falls angegeben)	n	MW	s
Gilliat	1961	-	34	45,8 (38,5-52,5)	-
Wiesendungen u. Bischoff	1962	-	20	51,5	5,7
Gamstorp	1963	-	23	56,0	5,2
Mayer	1963	-	30	49,5	5,6
Trojaborg	1964	-	22	49,6	4,2
Visser	1964	OE	-	49,0	-
		NE	-	48,0	-
Kaeser	1965	OE	118	50,0 (42-62)	5,09
Kaeser	1972	OE	-	51,0	6,0
Neundörfer	1972	OE	25	47,44	4,26
		NE	25	47,24	4,46

rechtiqung ableiten, bei Verlaufsuntersuchungen mit verschiedenen Ableitemethoden erhaltene Nervenleitgeschwindigkeiten zu vergleichen. Man kann es sicher sogar vertreten, mit verschiedenen der beiden Methoden gemessene Werte zu einem einzigen Kollektiv zusammenzufassen.

Selbst wenn eine wesentlich umfangreichere Untersuchung einen geringen systematischen Unterschied aufdecken würde, könnte dieser im klinischen Routinebetrieb angesichts der dort üblichen Inkaufnahme einer großen Fehlermöglichkeit durch Temperaturschwankungen, Ableseungenauigkeiten, die Unmöglichkeit, die Verlaufsstrecke des Nerven exakt zu bestimmen, die Ermittlung der NLG mittels Schablonen und der diagnostischen Bedeutungslosigkeit einer so geringen Differenz völlig vernachlässigt werden.

Hingegen zeigen die distalen Latenzen bei sehr guter Korrelation einen signifikanten Unterschied, eine durchschnittliche Verlängerung der Latenz bei Ableitung mit Nadelelektroden um 0,55 msec. Die Erklärung hierfür mag sein, daß die Nadelelektroden eben meist nicht genau an der Endplattenzone lagen und deswegen ein Potential ableiteten, das über die Muskelfasermembran mit der geringen Geschwindigkeit von 4 - 6 m/sec von der Endplatte zur Elektrode gelangen mußte, was eine Verzögerung der Muskelantwort vortäuscht. Da diese Verzögerung als Bestandteil der sog. Residuallatenz durch die Subtraktion proximale Latenz minus distale Latenz bei der Berechnung der Leitungsgeschwindigkeit eliminiert wird, bleibt diese davon unberührt.

Das Auftreten der Latenzverlängerung widerspricht den Annahmen M a v o r s und L i b m a n s , die 1962 meinten, der Einzugsbereich von Nadelelektroden sei bei um Genauigkeit bemühter Insertion in kleinen Muskeln groß genug, das elektrotonisch sich ausbreitende Endplattenpotential zu erfassen, noch ehe das membrangebundene Aktionspotential die Insertionsstelle erreicht. Dagegen scheint die Verteilung der von schnellstleitenden Nervenfasern versorgten motorischen Einheiten vor allem in kleinen Muskeln so gleichmäßig und dicht zu sein, daß die geringe Wahrscheinlichkeit, Nadelelektroden könnten nicht wenigstens eine davon miterfassen, in Kauf genommen werden kann.

Diese Schlüsse lassen auch die Ergebnisse von T r o j a b o r g , V i s s e r und N e u n d ö r f e r zu: T r o j a b o r g bei Messungen am N. medianus (OE: 55,0 m/sec; SD = 5,6 m/sec; NE: 53,5 m/sec; SD = 5,0 m/sec), V i s s e r am N. peroneus (OE: 49,0 m/sec; Ne = 48,0 m/sec) sowie N e u n d ö r f e r an den Nn. peroneus, tibialis, ulnaris und medianus konnten ebenfalls keine signifikanten Unterschiede feststellen, was sie aber teilweise nicht statistisch ausreichend absicherten.

Der theoretische Vorteil der Oberflächen Elektroden, immer die früheste Muskelantwort zu erfassen, zeigt sich als praktisch irrelevant und kann, zumindest was die Messung der Leitgeschwindigkeit betrifft, die Entscheidung nicht zu ihren Gunsten lenken. Trotzdem weisen sie gegenüber den Nadelelektroden zweifellos einige Vorteile auf, die sich im besonderen aus der diagnostischen Verwertbarkeit des Summen-

aktionspotentials ergeben. So läßt bei standardisierter Lage von Stimulations- und Ableiteelektrode die Amplitude (bei zu großer Streuung der Leitgeschwindigkeit die Fläche) des biphasischen Summenaktionspotentials Rückschlüsse auf die Anzahl der innervierten Muskelfasern zu. Dadurch wird mit gebotener Zurückhaltung das Erkennen von Faserdegeneration, Denervierung oder Reinnervation ermöglicht. Ferner gibt die Breite des Summenaktionspotentials Hinweise auf die Streuung der Leitgeschwindigkeit unter den Nervenfasern, deren Zunahme z. B. Reinnervation durch aussprossende, noch unmyelinisierte und daher langsam leitende Nervenfasern nach teilweiser Denervierung anzeigt. Eingeschränkt werden diese Vorteile einerseits durch die aufwendigen genormten Untersuchungsbedingungen (genau festgelegter Abstand von Reizelektrode zu Ableiteelektrode, mühsame und unsichere Befestigung der Oberflächen Elektroden, Reinigung der Haut etc.), die zum Erhalt vergleichbarer Ergebnisse nötig sind, andererseits durch die Tatsache, daß die Elektromyographie bei Willkürinnervation einen Großteil der genannten Fragen, z. B. ob nun Denervierung, Faserdegeneration, Reinnervation vorliegt, präziser beantwortet als das Summenaktionspotential. Eine partielle Denervierung zeigt sich im EMG viel eindrucksvoller und exakter durch qualitative Änderung des Aktionspotentialmusters im Sinne eines "Neurogenen Umbaus".

Das EMG mit dem ENG in einem Arbeitsgang kombinieren zu können, ist ein weiterer, Arbeit und Zeit sparender Hauptvorteil von Nadelelektroden. Die Ableitung mit Nadelelektroden aus dem Muskel selbst macht es möglich, Antwortpotentiale einiger weniger intakter Muskelfasern aus atrophischen Muskeln zu erhalten, und

verhindert ferner Einstreuungen von Potentialen benachbarter Muskelgruppen, die zu Fehlbeurteilungen führen können.

Aus dem gleichen Grunde registrieren Nadelelektroden den Stimulusartefakt wesentlich schwächer als Oberflächen Elektroden. Die erheblichen Differenzen der anfänglichen Meßwerte dieser Versuchsreihe sind nämlich bei proximal liegender Erdungselektrode auf eine deutliche und langdauernde Auslenkung der Nulllinie durch den oberflächlich ausgebreiteten distal gesetzten Reizimpuls mit Überlagerung und Deformierung des Summenaktionspotentials und Maskierung des Potentialbeginns bei Ableitung mit Oberflächen Elektroden zurückzuführen, die durch Reinigung und Abtrocknung der Haut nur unwesentlich beeinflusst, dann aber durch Reduktion der Reizzeit von 0,5 auf 0,2 msec und damit auch der Reizintensität weitgehend behoben werden konnte.

Um diesen Artefakt von vornherein ganz zu vermeiden, hätte die Erdungselektrode immer distal des distalen Reizpunkts angebracht werden müssen. Daß diese Störung durch den Reizartefakt bei Ableitung mit Nadelelektroden nicht auftrat, zeigt, wie diese Methode beliebige Lagen der Erdungselektrode toleriert. Das bedeutet eine wenn auch geringe Erleichterung der Routineuntersuchung, die sich meist auf alle Extremitäten erstreckt, da die Erdungselektrode folgenlos an einer Extremität belassen werden kann. Zusätzlich zum Effekt der Zeitersparnis bei der Ablesung verringert der schärfer gezeichnete "take-off" des Potentials, das Nadelelektroden abgreifen, die Ablesungenauigkeit, die angesichts des runden und sanften Anstiegs des Summenaktionspotentials doch beträchtlich sein kann.

Zusammenfassung

An 40 gesunden Versuchspersonen wurden die elektro-neurographischen Parameter distale Latenz und motorische Nervenleitgeschwindigkeit des N. peroneus des linken Beines bestimmt. Die Reizantwort des M. extensor digitorum brevis wurde in einer Sitzung nacheinander von Nadel- und Oberflächen-elektroden abgegriffen. Nach Elimination eines Versuchsfehlers gingen jeweils 27 Werte in die Statistik ein.

Die Ergebnisse der statistischen Tests zeigen, daß die gemessenen maximalen motorischen Nervenleitgeschwindigkeiten von der Ableitemethode nicht signifikant beeinflußt werden und die Wertepaare sehr gut korrelieren.

Die distalen Latenzen fallen hingegen bei ebenfalls guter Korrelation unter Ableitung mit Nadelelektroden signifikant länger aus.

Nach Abwägung aller Vor- und Nachteile kann trotzdem die Ableitung mit Nadelelektroden im Anschluß an die elektromyographische Untersuchung als Methode der Wahl für die Klinik betrachtet werden. Lediglich speziellen klinischen und wissenschaftlichen Fragestellungen, die eine exakte distale Latenz oder ein Summenaktionspotential erfordern oder den Nachweis einer myasthenischen Reaktion betreffen, dürfte die aufwendigere und mit größeren Störmöglichkeiten behaftete Ableitemethode mit Oberflächen-elektroden vorbehalten bleiben.

Literaturverzeichnis

- 1 C o r b a t , F.: Über Messungen der Leitgeschwindigkeit an peripheren Nerven und deren Verwertung in der Klinik,
Dtsch. Z. Nervenheilk., 182 (1961), 652 - 657
- 2 D o b b e l s t e i n , H., A. S t r u p p l e r :
Die Nervenleitgeschwindigkeit als diagnostisches Kriterium bei peripheren neurologischen Störungen,
Fortschr. Neurol. Psychiat. 31 (1963), 616 - 636
- 3 H o d e s , R., M. L a r r a b e e , W. G e r m a n :
The human electromyogram in response to nerve stimulation and the conduction velocity of motor axons,
Arch. Neurol. Psychiat. (Chicago) 60 (1948),
340 - 365
- 4 H o p f , H. C.: Untersuchungen über die Unterschiede in der Leitgeschwindigkeit motorischer Nervenfasern bei Menschen,
Dtsch. Z. Nervenheilk. 183 (1962), 579 - 588
- 5 H o p f , H. C.: Das Elektromyogramm bei Nervenreizung,
Fortschr. Neurol. Psychiat. 31 (1963), 585 - 616
- 6 H u d s o n , C. H., R. S. D o w : Motor nerve conduction velocity determination. A neurodiagnostic aid,
Neurology (Minneapolis) 13 (1963), 982 - 988

- 7 K a e s e r , H. E.: Veränderungen der Leitgeschwindigkeit bei Neuropathien und Neuritiden. Zur Klassifizierung der Erkrankungen der peripheren Nerven nach dem EMG, Fortschr. Neurol. Psychiat. 33 (1965), 221 - 250
- 8 K a e s e r , H. E.: Nerve conduction velocity measurement. In: V i n k e n , P. J., G. W. B r u y n : Handbook of Clinical Neurology Vol 7, 116 - 196. North-Holland Publ. Comp. Amsterdam 1970
- 9 K a e s e r , H. E.: Elektroneurographie oder Messung der Leitgeschwindigkeit peripherer Nerven, Nervenarzt 43 (1972), 445 - 450
- 10 L a h o d a , F., A. R o s s , W. I s s e l : EMG - Fibel. Ein Leitfaden für die praktische Myographie und Elektroneurographie, B a r t h Frankfurt 1973
- 11 M a v o r , H., J. L i b m a n : Motor nerve conduction velocity measurement as a diagnostic tool, Neurology (Minneapolis) 12 (1962), 733 - 744
- 12 M a y e r , R. F.: Nerve conduction studies in man, Neurology (Minneapolis) 13 (1963), 1021 - 1030
- 13 N e u n d ö r f e r , D., C. A d l e r : Vergleichende elektroneurographische Untersuchungen mit Oberflächen- und Nadelelektroden, Z. EEG - EMG 3 (1972), 153 - 158

- 14 Thomas, P. K., T. A. Sears, R. W. Gilliat: The range of conduction velocity in normal motor fibres to the small muscles of the hand and foot,
J. Neurol. Neurosurg. Psychiat. 22 (1959),
175 - 181
- 15 Trojaborg, W.: Motor nerve conduction velocities in normal subjects with particular reference to conduction in proximal and distal segments of median and ulnar nerve,
Electroenceph. clin. Neurophysiol. 17 (1964),
314 - 321
- 16 Visser, S. L.: A comparative study of various methods of determining the conduction velocity in peripheral motor nerves,
Psychiat. Neuro. Neurochir. 67 (1964), 477 - 483

D a n k s a g u n g

Danken möchte ich

Herrn Professor Dr. A. S c h r a d e r für die
Stellung des Themas,

Herrn Oberarzt Dr. A. R o s s für die freundliche
Betreuung und guten Rat bei der Erstellung der Arbeit,

Herrn Dr. W i t t für die Unterweisung in der Tech-
nik der Elektroneurographie

sowie meinen Freunden und Bekannten, die sich als
freiwillige Probanden für die Versuche zur Verfü-
gung gestellt haben.

L e b e n s l a u f

6. Juli 1953 geboren in Dachau als Sohn des Polizeibeamten Rudolf Kriegel und seiner Ehefrau Irmgard, geb. Seeliger.
- Herbst 1959 Einschulung in die Ludwig-Thoma-Volksschule Dachau
- Herbst 1963 Übertritt in das mathematisch-naturwissenschaftliche Gymnasium Dachau
- Mai 1972 Reifeprüfung erfolgreich abgelegt
- Oktober 1972 Aufnahme des Medizinstudiums an der Ludwig-Maximilians-Universität München
- August 1974 Ärztliche Vorprüfung
- August 1975 Ersten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung erfolgreich abgelegt

Berufsziel:

Ausbildung zum Facharzt für Neurologie

